

**Method for producing an image by computer tomography**

**Patent number:** DE10123797  
**Publication date:** 2002-12-05  
**Inventor:** SEMBRITZKI OTTO (DE); WALLSCHLAEGER HEINRICH (DE)  
**Applicant:** SIEMENS AG (DE)  
**Classification:**  
- international: A61B6/03  
- european: A61B6/03B4D; G06T11/00T  
**Application number:** DE20011023797 20010516  
**Priority number(s):** DE20011023797 20010516

Also published as:

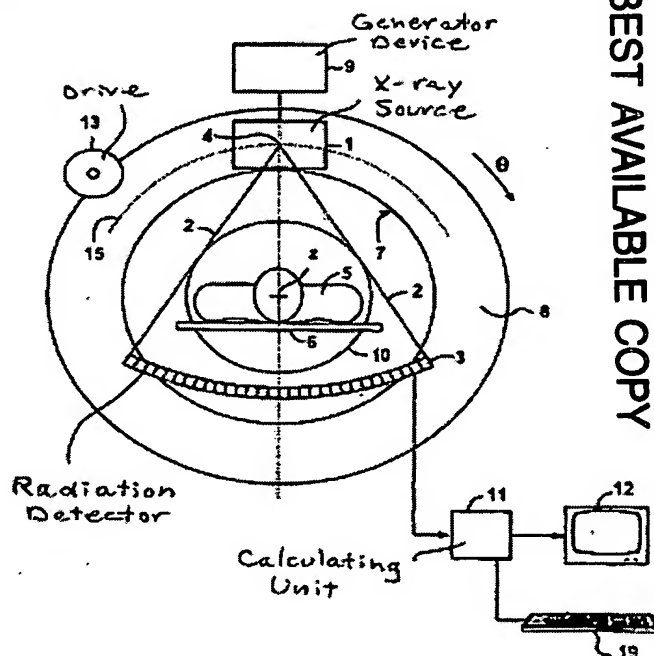


US6650726 (B2)  
US2002172321 (A1)  
JP2002360560 (A)

Report a data error here

Abstract not available for DE10123797  
Abstract of corresponding document: **US2002172321**

In a method for producing an image of an examination subject by computed tomography using an x-ray source that moves around the examination subject for producing the image, a number of projections serving for the production of the image are registered during at least one revolution of the x-ray source around the examination subject. Motion artifacts of the image are at least reduced by identifying data representing a part of the image exhibiting a motion, and replacing that data with data complementary to the data exhibiting movement



BEST AVAILABLE COPY

Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

**This Page Blank (uspto)**



①⑨ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 101 23 797 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**A 61 B 6/03**

②① Aktenzeichen: 101 23 797.9  
②② Anmeldetag: 16. 5. 2001  
②③ Offenlegungstag: 5. 12. 2002

DE 101 23 797 A 1

⑦① Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:  
Sembritzki, Otto, Dr., 96193 Wachenroth, DE;  
Wallschlaeger, Heinrich, Dr., 91052 Erlangen, DE

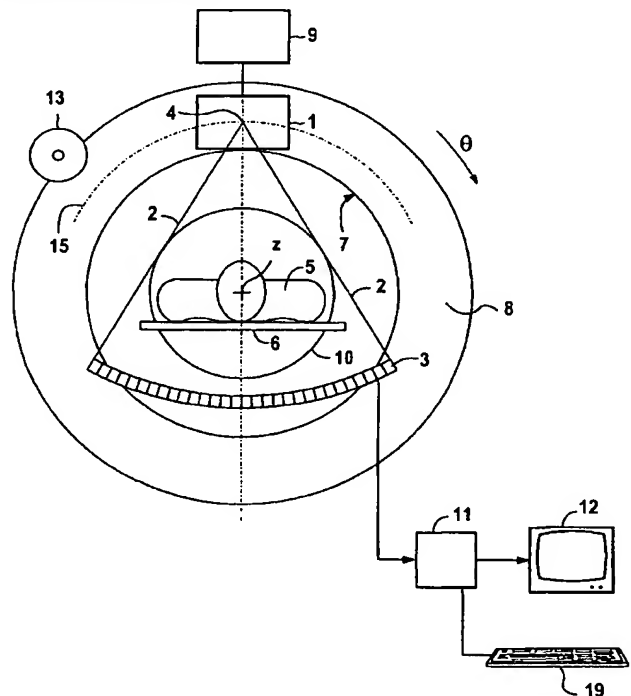
⑤⑥ Entgegenhaltungen:  
DE 198 54 939 A1

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren zur Herstellung eines Bildes mit einem Computertomographen

⑤⑦ Die Erfindung betrifft Verfahren zur Herstellung eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt (5) mit einem Computertomographen, welcher eine Röntgenstrahlenquelle (1) aufweist, die sich zur Herstellung des Bildes um das Untersuchungsobjekt (5) bewegt, wobei eine Vielzahl von zur Herstellung des Bildes dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle (1) um das Untersuchungsobjekt (5) aufgenommen wird. Das erfindungsgemäße Verfahren ist ferner derart ausgeführt, dass Bewegungsartefakte des Bildes zumindest reduziert werden.



DE 101 23 797 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Herstellung eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt mit einem Computertomographen, der eine Röntgenstrahlenquelle aufweist, die sich zur Herstellung des Bildes um das Untersuchungsobjekt bewegt.

[0002] Während sich die Röntgenstrahlenquelle um das Untersuchungsobjekt bewegt, werden Projektionen von dem Untersuchungsobjekt aufgenommen, wobei diesen Projektionen zugeordnete Daten zur Herstellung des Bildes verwendet werden. Bewegt sich das Untersuchungsobjekt oder Teile des Untersuchungsobjektes während die Projektionen aufgenommen werden, kann das Bild Bewegungsartefakte aufweisen, die ein unscharfes Bild zur Folge haben können. Diese Problematik tritt insbesondere bei Bildern des Herzens oder herznahen Lungenstrukturen auf, wenn die Projektionen insbesondere während der schnellen Kontraktionsphase des Herzens aufgenommen werden.

[0003] Um gerade Bewegungsartefakte bei Aufnahme des Herzens oder herznaher Lungenstrukturen zumindest zu vermindern, wird in der DE 198 54 939 A1 ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines mit Ruhe- oder Bewegungsphasen periodisch bewegten Körperbereiches mittels eines CT-Gerätes mit einer zur Erzeugung der CT-Bilder um den Körper des zu untersuchenden Lebewesens bewegten Röntgenstrahlenquelle offenbart. Bei diesem Verfahren werden Projektionen zur Bildrekonstruktion nur solcher der Projektionen zugeordneten Daten verwendet, die während einer Ruhephase gewonnen wurden.

[0004] Nachteilig an diesem Verfahren ist jedoch, dass es auf eine Bewegung eines Körperbereiches beschränkt ist, der sich mit Ruhe- oder Bewegungsphasen periodisch bewegt.

[0005] In Heinz Mornburg (Herausgeber), "Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik", Publicis MCD Verlag, Erlangen, 1995, Seiten 136 und 137 wird dagegen ein Verfahren zur Reduzierung von Bewegungsartefakte beschrieben, das auch für nichtperiodische Bewegungen des Untersuchungsobjektes oder Teile des Untersuchungsobjektes geeignet ist. Die Bewegungen werden beispielsweise durch Peristaltik, Atmung, Tremor oder allgemeine Unruhe des Untersuchungsobjektes oder Teile des Untersuchungsobjektes erzeugt.

[0006] Bei diesem Verfahren, der sogenannten Multiscantentechnik, bewegt sich die Röntgenstrahlenquelle mehrmals um das Untersuchungsobjekt und die den Projektionen zugeordneten Daten werden anschließend gemittelt. Dadurch werden auftretende Bewegungsartefakte reduziert. Nachteilig an diesem Verfahren ist die erhöhte Röntgenstrahlendosis, die das Untersuchungsobjekt wegen der mehrmaligen Bewegung der Röntgenstrahlenquelle um das Untersuchungsobjekt ausgesetzt ist. Ferner werden auch Daten, die einer Bewegung des Untersuchungsobjektes zugeordnet sind, zur Herstellung des Bildes verwendet.

[0007] Die Aufgabe der Erfindung ist daher, ein Verfahren anzugeben, das Voraussetzungen schafft, negative Auswirkungen einer nicht notwendigerweise periodischen Bewegung des Untersuchungsobjektes oder Teile des Untersuchungsobjektes während der Aufnahmen der Projektionen zu vermindern.

[0008] Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zur Herstellung eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt mit einem Computertomographen, welcher eine Röntgenstrahlenquelle aufweist, die sich zur Herstellung des Bildes um das Untersuchungsobjekt bewegt, wobei eine Vielzahl von zur Herstellung des Bildes dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das Untersuchungsobjekt aufgenommen wird, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- a) Ermitteln derjenigen Daten der Projektionen, die durch eine Bewegung des Untersuchungsobjektes verfälscht sind und
- b) Ersetzen zumindest der durch die Bewegung des Untersuchungsobjektes verfälschten Daten einer Projektion durch ihre komplementären Daten.

[0009] Erfindungsgemäß werden also Projektionen von dem Untersuchungsobjekt während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das Untersuchungsobjekt aufgenommen. Anschließend werden die den Projektionen zugeordneten Daten, welche durch eine Bewegung des Untersuchungsobjektes verfälscht sind, ermittelt und anschließend durch ihre komplementären Daten ersetzt. Die Daten und ihre komplementären Daten können z. B. aus Projektionen in Parallelgeometrie gewonnen werden, wobei die Projektionen, die den Daten bzw. ihren komplementären Daten zugeordnet sind, einen um 180° versetzten Projektionswinkel aufweisen. Da heutige Computertomographen in der Regel Fächerprojektionen aufnehmen, werden aus diesen die Parallelprojektionen erst durch geeignete Interpolations- und Umsortierungsvorschriften, beispielsweise das bekannte Rebinning, erzeugt. Eine Parallelprojektion setzt sich dann aus Messwerten von zu verschiedenen Zeitpunkten gemessenen Fächerprojektionen zusammen. Als Messzeitpunkt einer Parallelprojektion kann man dann beispielsweise den Messzeitpunkt ihres Zentralkanals definieren.

[0010] Vorteilhaft an dem erfindungsgemäßen Verfahren ist also, dass lediglich Daten zur Herstellung des Bildes verwendet werden, die nicht durch eine Bewegung des Untersuchungsobjektes oder Teile des Untersuchungsobjektes verfälscht sind. Es ist auch unnötig, dass die Bewegung des Untersuchungsobjektes periodisch erfolgt.

[0011] Um die verfälschten Daten zu ermitteln, wird gemäß einer Variante der Erfindung eine Abweichung der Daten einer Projektion von ihren komplementären Daten ermittelt, wobei Daten oder deren komplementäre Daten als verfälscht gelten, wenn die Abweichung einen oberen Grenzwert  $\sigma_S$  übersteigt. Hintergrund dieser Überlegung ist, dass Daten einer Projektion und ihre komplementären Daten bei einem unbewegten Untersuchungsobjekt gleich sind. Eine Abweichung der Daten einer Projektion von ihren komplementären Daten ist also ein Maß für die Bewegung des Untersuchungsobjektes.

[0012] Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung sind den Projektionen Parallelkoordinaten zugeordnet. Die Abweichung der Daten der Projektion von ihren komplementären Daten wird nach folgendem Verfahren ermittelt:

- a) Berechnen von Differenzsignalen  $\Delta S_1(\theta, p)$  aus den Daten der Projektion und ihren komplementären Daten für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  der Projektion und jeden Kanal  $p \in [-P, P]$  nach folgender Gleichung:

$$\Delta S_1(\theta, p) = S(\theta, p) - S(\theta + \pi, -p), \quad (1)$$

wobei die Signale  $S(\theta, p)$  den Daten der Projektionen für Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  und die Signale  $S(\theta + \pi, -p)$  deren komplementären Daten zugeordnet sind und

b) Berechnung der Abweichung als Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  der Differenzsignale  $\Delta S_1(\theta, p)$  für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  über die Kanäle  $p \in [P_s, P_e]$  nach folgender Gleichung:

$$\sigma_1(\theta) = \sigma_p \{ \Delta S_1(\theta, p) \}, \quad (2)$$

wobei  $[P_s, P_e] \subset [-P, P]$ .

[0013] Erfindungsgemäß werden also Differenzsignale  $\Delta S_1(\theta, p)$  für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  und für jeden Kanal  $p \in [-P, P]$  gebildet. Anschließend wird die Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  der Differenzsignale  $\Delta S_1(\theta, p)$  gebildet. Die Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  kann erfindungsgemäß über alle Kanäle  $p \in [-P, P]$  gebildet werden. Sind Daten einer Projektion durch eine Bewegung des Untersuchungsobjektes verfälscht, werden also sämtliche Daten dieser Projektion durch ihre komplementären Daten ersetzt. Die Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  kann aber auch über Teilbereiche  $[P_s, P_e]$  der Kanäle  $p$  gebildet werden. Dann können insbesondere lokal begrenzte Bewegungsartefakte, also Bewegungen von Teilbereichen des Untersuchungsobjektes, entdeckt und die dadurch verfälschten Daten der Projektion eingegrenzt werden. Dadurch ist es möglich, nur die durch die Teilbewegung des Untersuchungsobjektes verfälschten Daten der Projektion durch ihre komplementären Daten zu ersetzen.

[0014] Durch die Ermittlung der Abweichung der Daten einer Projektion von ihren komplementären Daten kann jedoch nicht erkannt werden, ob die Daten der Projektion oder ihre komplementären Daten durch die Bewegung des Untersuchungsobjektes verfälscht sind. Es ist also noch eine Zuordnung nötig, ob die verfälschten Daten einem Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  oder einem Projektionswinkel  $\theta$  zwischen  $\pi$  und  $2\pi$  zugeordnet sind. Deshalb wird nach einer Ausführungsform der Erfindung die Abweichungen der Daten einer Projektion von Daten der nachfolgenden Projektion für alle Projektionswinkel  $\theta$ , die wenigstens einem Umlauf der Röntgenstrahlenquelle zugeordnet sind, ermittelt. Ferner wird ein Projektionswinkel  $\theta_{\max}$  ermittelt, der der maximalen Abweichung der Abweichungen entspricht. Die verfälschten Daten sind dann Projektionswinkeln  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  zugeordnet, wenn  $\theta_{\max}$  zwischen 0 und  $\pi$  liegt und die verfälschten Daten sind Projektionswinkeln  $\theta$  zwischen  $\pi$  und  $2\pi$  zugeordnet, wenn  $\theta_{\max}$  zwischen  $\pi$  und  $2\pi$  liegt.

[0015] Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung sind den Projektionen Parallelkoordinaten zugeordnet. Die Abweichungen der Daten einer Projektion von Daten der nachfolgenden Projektion werden nach folgendem Verfahren ermittelt:

a) Berechnen von Differenzsignalen  $\Delta S_2(\theta, p)$  aus Daten einer Projektion und Daten ihrer nachfolgenden Projektion für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen  $\Delta\theta$  und  $2\pi$  und jeden Kanal  $p \in [-P, P]$ , wobei die Projektionswinkel  $\theta$  der Projektion und ihre nachfolgenden Projektion um  $\Delta\theta$  differieren, nach folgender Gleichung:

$$\Delta S_2(\theta, p) = S(\theta, p) - S(\theta - \Delta\theta, p) \quad (3) \text{ und}$$

b) Berechnung der Abweichung als Standardabweichung  $\sigma_2(\theta)$  der Differenzsignale  $\Delta S_2(\theta, p)$  für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen  $\Delta\theta$  und  $2\pi$  über die Kanäle  $p \in [-P, P]$  nach folgender Gleichung:

$$\sigma_2(\theta) = \sigma_p \{ \Delta S_2(\theta, p) \}. \quad (4)$$

[0016] Ein Ausführungsbeispiel ist in den beigelegten schematischen Zeichnungen exemplarisch dargestellt. Es zeigen:

[0017] Fig. 1 einen zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeigneten Computertomographen,

[0018] Fig. 2 ein Bewegungsartefakte aufweisendes Bild,

[0019] Fig. 3 ein mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens hergestelltes Bild und

[0020] Fig. 4 ein Bild, welches eine Bewegung verstärkt abbildet.

[0021] Der in der Fig. 1 schematisch dargestellte Computertomograph weist eine Messeinheit aus einer Röntgenstrahlenquelle 1, die ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 aussendet, und einen Detektor 3 auf, welcher aus einer 512 Einzeldetektoren umfassende Detektorzeile zusammengesetzt ist. Der Fokus der Röntgenstrahlenquelle 1, von der das Röntgenstrahlenbündel 2 ausgeht, ist mit 4 bezeichnet. Ein Untersuchungsobjekt, im Falle des dargestellten Ausführungsbeispiels ein menschlicher Patient 5, liegt auf einem Lagerungstisch 6, der sich durch die Messöffnung 7 einer Gantry 8 erstreckt.

[0022] An der Gantry 8 sind die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Detektor 3 einander gegenüberliegend angebracht. Die Gantry 8 ist um die mit z bezeichnete z-Achse des Computertomographen, die die Systemachse darstellt, drehbar gelagert und wird zur Abtastung des Patienten 5 in  $\theta$ -Richtung in Richtung des mit  $\theta$  bezeichneten Pfeils um die z-Achse gedreht, und zwar um einen Winkel, der wenigstens gleich  $360^\circ$  ( $2\pi$ ) beträgt. Dabei erfasst das von der mittels einer Generatoreinrichtung 9 betriebenen Röntgenstrahlenquelle 1 ausgehende Röntgenstrahlenbündel 2 ein Messfeld 10 kreisförmigen Querschnitts. Der Fokus 4 der Röntgenstrahlenquelle 1 bewegt sich auf einer um das auf der z-Achse liegende Drehzentrum kreisförmig gekrümmten Fokusbahn 15.

[0023] Bei vorbestimmten Winkelpositionen der Messeinheit 1, 3, den sogenannten Projektionswinkeln  $\theta$ , werden Messwerte in Form sogenannter Projektionen aufgenommen, wobei die entsprechenden Daten von den Detektoren 3 zu einer elektrischen Recheneinrichtung 11 gelangen. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist das Messsystem 1, 3 für einen Projektionswinkel  $\theta = 0$ , wie in der Fig. 1 dargestellt, ausgerichtet, d. h. die Röntgenstrahlenquelle 1 und

der Detektor 3 sind vertikal zueinander ausgerichtet, wobei die Röntgenstrahlenquelle 1 oberhalb des Detektors 3 ausgerichtet ist. Ferner bewegt sich die Messeinheit 1, 3 in Richtung des Pfeiles  $\theta$  um den Patienten 5, so dass im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels insgesamt 1500 Projektionen während einer gesamten Umdrehung der Messeinheit 1, 3 um den Patienten 5 mit verschiedenen Projektionswinkeln  $\theta$  aufgenommen werden. Die Projektionswinkel  $\theta$  zweier nachfolgender Projektionen unterscheiden sich dabei um einen Winkelbereich  $\Delta\theta$ .

[0024] Wenn der der Gantry 8 zugeordnete Antrieb 13 nicht nur für einen Vollumlauf der Gantry 8 ausreicht, sondern dazu geeignet ist, die Gantry 8 kontinuierlich rotieren zu lassen, und ferner ein weiterer, in der Fig. 1 nicht dargestellter Antrieb vorgesehen ist, der eine Relativverschiebung des Lagertisches 6 und damit des Patienten 5 einerseits und der Gantry 8 mit der Messeinheit 1, 3 andererseits in z-Richtung ermöglicht, können auch sogenannte Spiralscans durchgeführt werden.

[0025] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels berechnet die Recheneinrichtung 11 aus den den Projektionen zugeordneten Daten Parallelprojektionen mittels des bekannten Rebinning Verfahrens. Aus diesen Parallelprojektionen stellt die Recheneinrichtung 11 in einem ersten Betriebsmodus in allgemein bekannter Weise Bilder der von der Projektion erfassten Schichten des Patienten 5 her, die auf einem Monitor 12 wiedergegeben werden. Ein solches Bild ist exemplarisch in der Fig. 2 wiedergegeben. Das Bild zeigt eine Aufnahme der Halswirbelsäule des Patienten 5 in der sogenannten Standard Sequence Technik mit 1500 Parallelprojektionen über einen Projektionswinkelbereich von  $360^\circ$  ( $2\pi$ ). Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels weist das in der Fig. 2 dargestellte Bild aufgrund einer Teilbewegung des Patienten 5 Bewegungsartefakte auf, welche von einem in das in der Fig. 2 gezeigte Bild eingeblendeten Rechteck 20 umrandet sind.

[0026] In einem zweiten Betriebsmodus, welcher mittels einer Tastatur 19, die mit der Recheneinrichtung 11 verbunden ist, aktiviert werden kann, stellt die Recheneinrichtung 11 ein Bild aufgrund des erfindungsgemäßen Verfahrens her.

[0027] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels berechnet die Recheneinrichtung 11 mit einem geeigneten Rechnerprogramm Differenzsignale  $\Delta S_1(\theta, p)$  aus denen mittels des Rebinning Verfahrens erzeugten Parallelprojektionen für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  und jeden Kanal  $p$  des Detektors 3 gemäß

$$\Delta S_1(\theta, p) = S(\theta, p) - S(\theta + \pi, -p), \quad (1)$$

wobei die Signale  $S(\theta, p)$  den Daten der Projektionen für Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  und die Signale  $S(\theta + \pi, -p)$  deren komplementären Daten zugeordnet sind.

[0028] Anschließend berechnet die Recheneinrichtung 11 mit dem Rechnerprogramm die Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  der Differenzsignale  $\Delta S_1(\theta, p)$  für jeden Projektionswinkel  $\theta$  über alle Kanäle  $p$  des Detektors 3 gemäß

$$\sigma_1(\theta) = \sigma_p \{ \Delta S_1(\theta, p) \}. \quad (2)$$

[0029] Danach vergleicht die Recheneinrichtung 11 mit dem Rechnerprogramm die Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  für jeden Projektionswinkel  $\theta$  mit einem oberen Grenzwert  $\sigma_S$ . Übersteigt die Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  den oberen Grenzwert  $\sigma_S$ , so gelten Daten oder deren komplementären Daten der dazugehörigen Projektionen mit dem entsprechenden Projektionswinkel  $\theta$  als verfälscht. Dadurch erkennt die Recheneinrichtung 11 mittels des Rechnerprogramms einen Projektionswinkelbereich  $\theta_1$  bis  $\theta_2$ , indem die diesen Projektionen zugeordneten Daten aufgrund einer Bewegung des Patienten 5 verfälscht sind.

[0030] Die Gleichungen 1 und 2 geben jedoch noch keinen Aufschluss darüber, ob die durch die Bewegung des Patienten 5 verfälschten Daten einem Projektionswinkelbereich von 0 bis  $\pi$  oder einem Projektionswinkelbereich von  $\pi$  bis  $2\pi$  zugeordnet sind, d. h. die Gleichungen 1 und 2 geben keinen Aufschluss, ob  $[\theta_1, \theta_2] \subset [0, \pi]$  oder  $[\theta_1, \theta_2] \subset [\pi, 2\pi]$  ist. Daher berechnet die Recheneinrichtung 11 mit dem Rechnerprogramm weitere Differenzsignale  $\Delta S_2(\theta, p)$  aus den Daten einer Projektion und den Daten ihrer nachfolgenden Projektion für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen  $\Delta\theta$  und  $2\pi$  und jeden Kanal  $p$ , wobei die Projektionswinkel  $\theta$  der Projektion und ihrer nachfolgenden Projektion um  $\Delta\theta$  differieren. Die Differenzsignale  $\Delta S_2(\theta, p)$  werden gemäß

$$\Delta S_2(\theta, p) = S(\theta, p) - S(\theta - \Delta\theta, p) \quad (3)$$

berechnet.

[0031] Anschließend berechnet die Recheneinrichtung 11 mittels des Rechnerprogramms eine weitere Standardabweichung  $\sigma_2(\theta)$  der Differenzsignale  $\Delta S_2(\theta, p)$  für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen  $\Delta\theta$  und  $2\pi$  über alle Kanäle  $p$  gemäß

$$\sigma_2(\theta) = \sigma_p \{ \Delta S_2(\theta, p) \}. \quad (4)$$

[0032] Aus den berechneten Standardabweichungen  $\sigma_2(\theta)$  für jeden Projektionswinkel  $\theta$  zwischen  $\Delta\theta$  und  $2\pi$  ermittelt die Recheneinrichtung 11 denjenigen Projektionswinkel  $\theta_{\max}$ , für den die Standardabweichung  $\sigma_2(\theta)$  maximal ist. Liegt nun  $\theta_{\max}$  zwischen 0 und  $\pi$ , sind Daten für Projektionswinkel  $\theta$  zwischen 0 und  $\pi$  verfälscht. Liegt  $\theta_{\max}$  zwischen  $\pi$  und  $2\pi$ , sind Daten für Projektionswinkel  $\theta$  zwischen  $\pi$  und  $2\pi$  verfälscht. Folglich sind Daten in einem Projektionswinkelbereich  $[\theta_1, \theta_2] \subset [0, \pi]$  verfälscht, wenn  $\theta_{\max} \in [0, \pi]$  bzw.  $[\theta_1, \theta_2] \subset [\pi, 2\pi]$  wenn  $\theta_{\max} \in [\pi, 2\pi]$ .

[0033] Anschließend werden die Daten der verfälschten Projektionen durch ihre komplementären Daten ersetzt. Ist  $\theta_{\max} \in [0, \pi]$ , so werden die Signale  $S(\theta, p)$  durch die Signale  $S(\theta + \pi, -p)$  und ist  $\theta_{\max} \in [\pi, 2\pi]$ , so werden die Signale  $S(\theta + \pi, -p)$  durch die Signale  $S(\theta, p)$  ersetzt, wobei  $\theta \in ([\theta_1, \theta_2] \bmod \pi)$ .

[0034] Die Fig. 3 zeigt ein Beispiel eines aufgrund des erfindungsgemäßen Verfahrens hergestellten Bildes. Das in der Fig. 3 gezeigte Bild entspricht dem in der Fig. 2 gezeigten Bild, wobei jedoch die durch die Bewegung des Patienten 5 verfälschten Daten durch ihre komplementären Daten gemäß Gleichung 5 ersetzt wurden. Das in der Fig. 3 dargestellte Bild wurde außerdem zusätzlich im linearen Übergangsbereich zwischen den verfälschten und nicht verfälschten Daten von 40 Projektionen und jeweils über alle Kanäle korrigiert, indem gewichtete Mittelwerte aus den Daten der Projektionen und deren komplementären Daten gebildet werden.

[0035] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist ferner ein weiterer Betriebsmodus vorgesehen, aufgrund dessen die Recheneinrichtung 11 mittels eines geeigneten Rechnerprogramms ein Differenzbild aus mittels des Computertomographen gewonnenen Bildern berechnet, wobei für das eine Bild nicht das erfindungsgemäße Verfahren und für das andere das erfindungsgemäße Verfahren angewendet wird. Dieses Differenzbild entspricht dem Bewegungsanteil der Bewegung des Patienten 5. Anschließend addiert die Recheneinrichtung 11 mittels des Rechnerprogramms dieses Differenzbild zu dem Bild, welches nicht durch das erfindungsgemäße Verfahren hergestellt wurde. Dieses so entstandene Bild bildet somit den Bewegungsanteil verstärkt ab. Ein solches Bild ist in der Fig. 4 dargestellt, welches mittels der in den Fig. 2 und 3 dargestellten Bildern hergestellt wurde.

[0036] Durch dieses Verfahren kann man eine Sequenz von drei Bildern erzeugen. Das erste Bild ist ohne Bewegungsanteil (vgl. das in der Fig. 3 gezeigte Bild), das zweite Bild ist mit Bewegungsanteil (vgl. das in der Fig. 2 gezeigte Bild) und das dritte Bild beschränkt sich auf den Bewegungsanteil (vgl. das in der Fig. 4 gezeigte Bild). In einer schnellen Abfolge dieser drei Bilder ist die Bewegung des Patienten 5 darstellbar.

[0037] Um insbesondere lokal begrenzte Bewegungen des Patienten 5 zu erfassen und die dadurch verfälschten Daten der zugeordneten Projektion einzugrenzen, wird in einem weiteren Betriebsmodus die Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  nur über einen Teilbereich  $[P_s, P_e]$  der Kanäle  $p$  des Detektors 3 ermittelt. Somit wird nur der durch die Bewegung des Patienten 5 betroffene Teilbereich der Kanäle der entsprechenden Projektion ermittelt. Dieser Kanalbereich kann von Projektion zu Projektion schwanken. Dadurch lässt sich bei lokal begrenzten Bewegungsartefakten, wie beispielsweise Aortenpulsation, die Korrektur auf einen sehr kleinen Bereich einschränken und optimale Quantennutzung erzielen.

[0038] Das erfindungsgemäße Verfahren wurde anhand eines Computertomographen mit einem einzeiligen Detektor 3 beschrieben. Es ist auch für einen Computertomographen mit einem mehrzeiligen Detektor anwendbar. In diesem Fall können bei Bedarf mehrere Schichten des Patienten 5 gleichzeitig aufgenommen werden, wobei dann pro Projektionswinkel  $\theta$  eine Anzahl der aktivierten Detektorzeilen entsprechende Anzahl von Projektionen aufgenommen wird.

[0039] Das Untersuchungsobjekt muss nicht notwendigerweise ein menschlicher Patient 5 sein. Es ist auch für Tiere oder auch Gegenstände anwendbar.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur Herstellung eines Bildes von einem Untersuchungsobjekt mit einem Computertomographen, welcher eine Röntgenstrahlenquelle (1) aufweist, die sich zur Herstellung des Bildes um das Untersuchungsobjekt (5) bewegt, wobei eine Vielzahl von zur Herstellung des Bildes dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle (1) um das Untersuchungsobjekt (5) aufgenommen wird, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- a) Ermitteln derjenigen Daten der Projektionen, die durch eine Bewegung des Untersuchungsobjekts (5) verfälscht sind, und
- b) Ersetzen zumindest der durch die Bewegung des Untersuchungsobjektes (5) verfälschten Daten einer Projektion durch ihre komplementären Daten.

2. Verfahren zur Herstellung eines Bildes nach Anspruch 1, bei dem für das Ermitteln der verfälschten Daten eine Abweichung der Daten einer Projektion von ihren komplementären Daten ermittelt wird, wobei Daten oder deren komplementären Daten als verfälscht gelten, wenn die Abweichung einen oberen Grenzwert  $\sigma_s$  übersteigt.

3. Verfahren zur Herstellung eines Bildes nach Anspruch 2, bei dem den Projektionen Parallelkoordinaten zugeordnet sind und die Abweichung der Daten der Projektion von ihren komplementären Daten nach folgendem Verfahren ermittelt wird:

- a) Berechnen von Differenzsignalen  $\Delta S_1(\theta, p)$  aus den Daten der Projektion und ihren komplementären Daten für jeden Projektionswinkel ( $\theta$ ) zwischen 0 und  $\pi$  der Projektion und jeden Kanal  $p \in [-P, P]$  nach folgender Gleichung:

$$\Delta S_1(\theta, p) = S(\theta, p) - S(\theta + \pi, -p), \quad (1)$$

wobei die Signale  $S(\theta, p)$  den Daten der Projektionen für Projektionswinkel ( $\theta$ ) zwischen 0 und  $\pi$  und die Signale  $S(\theta + \pi, -p)$  deren komplementären Daten zugeordnet sind, und

- b) Berechnung der Abweichung als Standardabweichung  $\sigma_1(\theta)$  der Differenzsignale  $\Delta S_1(\theta, p)$  für jeden Projektionswinkel ( $\theta$ ) zwischen 0 und  $\pi$  über die Kanäle  $[P_s, P_e]$  nach folgender Gleichung:

$$\sigma_1(\theta) = \sigma_p \{ \Delta S_1(\theta, p) \}, \quad (2)$$

wobei  $[P_s, P_e] \subset [-P, P]$ .

4. Verfahren zur Herstellung eines Bildes nach Anspruch 2 oder 3, bei dem Abweichungen der Daten einer Projektion von Daten der nachfolgenden Projektion für alle Projektionswinkel ( $\theta$ ), die wenigstens einem Umlauf der Röntgenstrahlenquelle 1 zugeordnet sind, ermittelt werden, ein Projektionswinkel  $\theta_{\max}$  ermittelt wird, der der maximalen Abweichung der Abweichungen entspricht und die verfälschten Daten Projektionswinkeln ( $\theta$ ) zwischen 0 und  $\pi$  zugeordnet sind, wenn  $\theta_{\max}$  zwischen 0 und  $\pi$  liegt und die verfälschten Daten Projektionswinkeln ( $\theta$ ) zwischen  $\pi$  und  $2\pi$  zugeordnet sind, wenn  $\theta_{\max}$  zwischen  $\pi$  und  $2\pi$  liegt.

5. Verfahren zur Herstellung eines Bildes nach Anspruch 4, bei dem den Projektionen Parallelkoordinaten zugeordnet sind und die Abweichungen der Daten einer Projektion von Daten der nachfolgenden Projektion nach folgendem Verfahren ermittelt werden:

- a) Berechnen von Differenzsignalen  $\Delta S_2(\theta, p)$  aus Daten einer Projektion und Daten ihrer nachfolgenden Projektion für jeden Projektionswinkel ( $\theta$ ) zwischen  $\Delta\theta$  und  $2\pi$  und jeden Kanal  $p \in [-P, P]$ , wobei die Projektionswinkel ( $\theta$ ) der Projektion und ihre nachfolgenden Projektion um  $\Delta\theta$  differieren, nach folgender Gleichung:

# DE 101 23 797 A 1

$\Delta S_2(\theta, p) = S(\theta, p) - S(\theta - \Delta\theta, p)$  (3) und

b) Berechnung der Abweichung als Standardabweichung  $\sigma_2(\theta)$  der Differenzsignale  $\Delta S_2(\theta, p)$  für jeden Projektionswinkel ( $\theta$ ) zwischen  $\Delta\theta$  und  $2\pi$  über die Kanäle  $p \in [-P, P]$  nach folgender Gleichung:

$$\sigma_2(\theta) = \sigma_p\{\Delta S_2(\theta, p)\} . \quad (4)$$

---

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

---



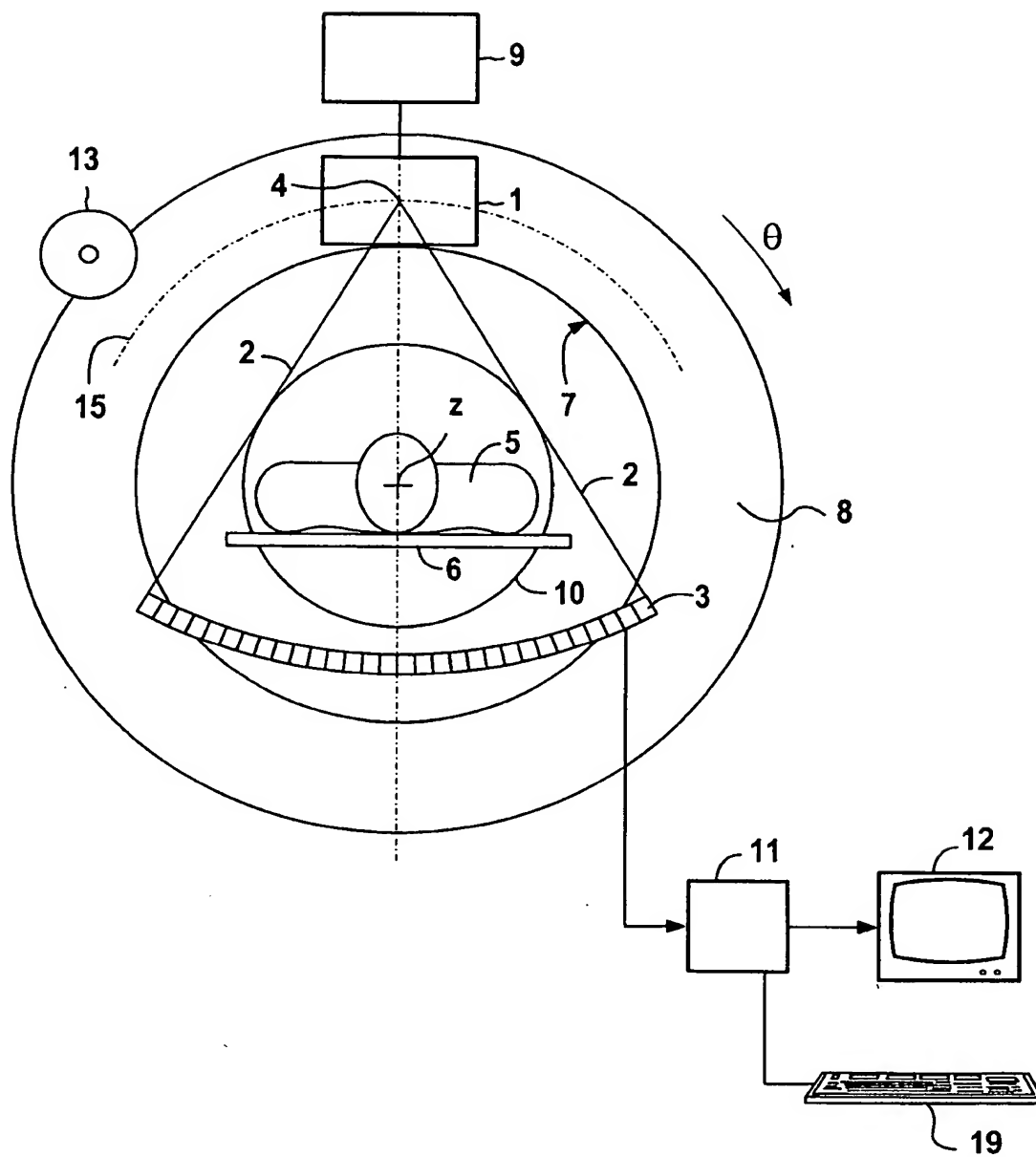


FIG 1

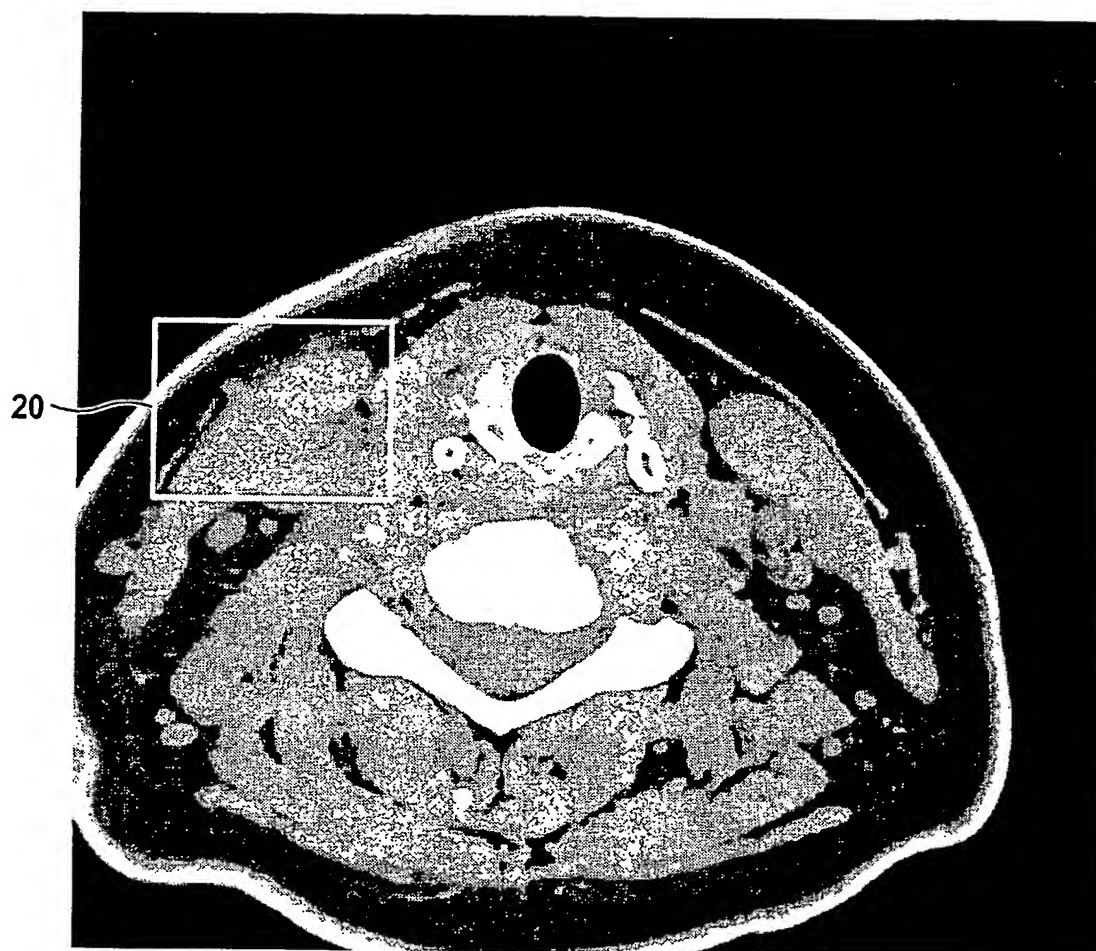


FIG 2

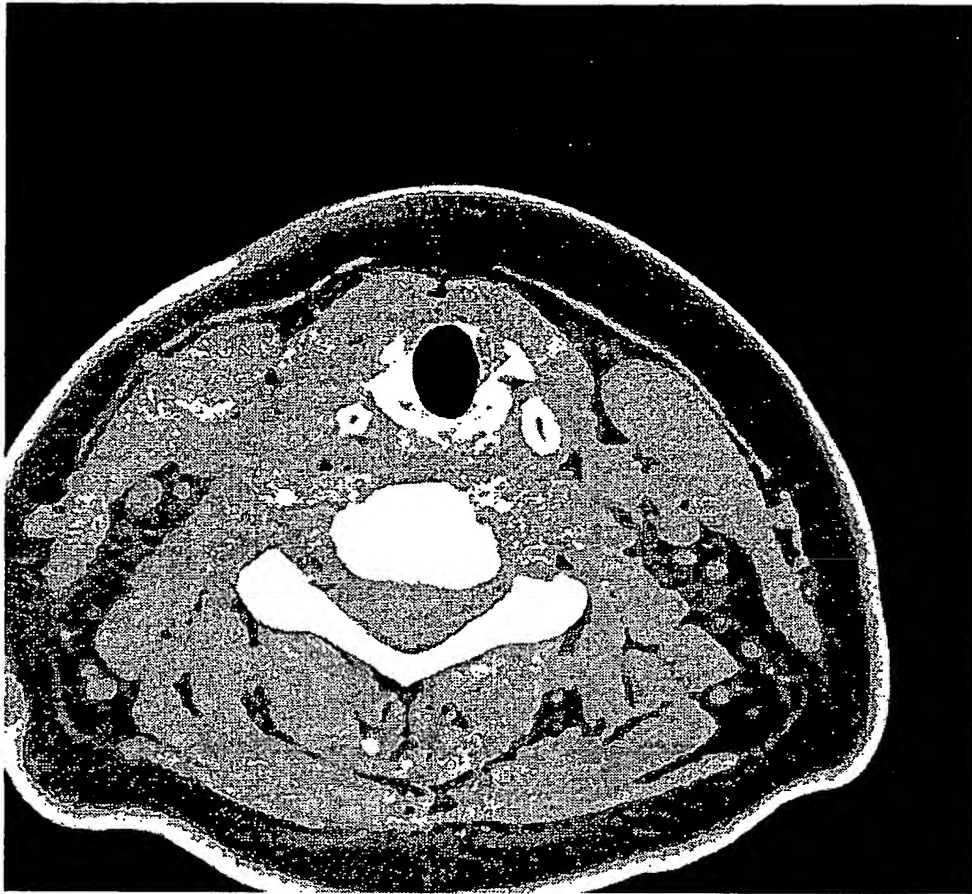


FIG 3



**FIG 4**

This Page is inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record

## BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLORED OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REPERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images  
problems checked, please do not report the  
problems to the IFW Image Problem Mailbox**

**This Page Blank (uspto)**